

## **BAB II**

### **TINJAUAN PUSTAKA**

Tinjauan pustaka berisi penjelasan dan uraian dari teori penunjang yang digunakan dalam pembuatan alat ini. Beberapa teori pendukung yang perlu dibahas dalam pembuatan alat ini meliputi: kelistrikan dalam tubuh manusia, sistem konduksi jantung, elektrokardiograf (EKG), *noise* EKG, sadapan bipolar EKG, elektrode biolistrik Ag/AgCl, penguat elektrokardiograf, penguat diferensial dasar, filter aktif, rangkaian detektor puncak gelombang, pengosongan kapasitor, rangkaian komparator dan rangkaian *clipper*

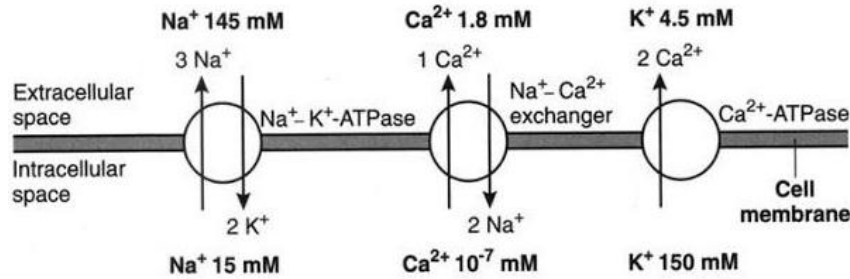
#### **2.1 Kelistrikan dalam Tubuh Manusia**

Secara esensial fungsi dan aktivitas dalam tubuh manusia melibatkan listrik dalam berbagai cara. Listrik yang digenerasikan dalam tubuh berguna bagi pengontrolan dan pengoprasian saraf, otot dan organ. Sistem saraf memainkan peranan dasar pada setiap fungsi tubuh (Cameron, Skofronick, & Grant, 2006). Neuron (sel saraf) merupakan struktur dasar dari sistem saraf yang mempunyai fungsi menerima dan menghantarkan aliran listrik dalam tubuh. Sinyal-sinyal listrik pada tubuh dihasilkan oleh kegiatan elektrokimia dari beberapa sel. Sinyal listrik tersebut dinamakan sinyal biopotensial (Gabriel, 1996).

Sel dalam tubuh berada dalam media cairan yang disebut cairan ekstraseluler. Cairan ini mengandung sejumlah besar ion yang diperlukan untuk kelangsungan hidup sel, seperti sodium ( $\text{Na}^+$ ), klorida ( $\text{Cl}^-$ ) dan bikarbonat. Sedangkan sebuah sel sendiri terdiri atas cairan intraseluler dan organela-organela yang dibungkus oleh suatu membran (Campbell, 2009). Cairan intraseluler terdiri atas lima substansi dasar yaitu air, elektrolit, protein, lemak, dan karbohidrat. Di dalam elektrolit terdapat berbagai macam ion, diantaranya potasium ( $\text{K}^+$ ), magnesium, fosfat, sulfat, bikarbonat, serta sejumlah kecil sodium, klorida dan kalsium.

##### **2.1.1 Potensial Membran Sel**

Setiap sel termasuk sel jantung, dilapisi oleh suatu membran yang memisahkan antara cairan ekstraseluler dan cairan intraseluler. Cairan ekstraseluler mengandung kadar ion sodium ( $\text{Na}^+$ ) yang tinggi, sedangkan pada cairan intraseluler mengandung ion potasium ( $\text{K}^+$ ) yang cukup tinggi, sehingga timbul suatu potensial membran diantara kedua sisi membran (Guyton & Hall, 2006).



Gambar 2. 1 Perbedaan konsentrasi ion antara cairan ekstraseluler dan intraseluler

Sumber: (Kusumoto, 2009)

Besarnya potensial membran sel ini bergantung pada:

- 1) Konsentrasi ion potasium dan sodium diantara sisi luar dan sisi dalam membran sel
- 2) Permeabilitas membran sel terhadap ion potasium dan ion sodium.
- 3) Adanya transport aktif ion melewati membran sel, atau yang dikenal sebagai pompa sodium ( $\text{Na}^+-\text{K}^+-\text{ATPase}$ ) dimana fungsinya adalah memompa  $\text{Na}^+$  ke luar dan  $\text{K}^+$  masuk ke dalam sel.

### 2.1.2 Potensial Istirahat Sel

Pada saat sel jantung dalam keadaan istirahat (tidak ada impuls), terdapat perbedaan konsentrasi ion antara sisi dalam dan sisi luar membran. Dimana konsentrasi ion potasium ( $\text{K}^+$ ) di sisi dalam membran sekitar 35 kali tinggi dibandingkan konsentrasi di sisi luar, sedangkan konsentrasi ion sodium ( $\text{Na}^+$ ) di sisi luar membran sekitar 10 kali lebih tinggi dibandingkan konsentrasi di sisi dalam (Webster, 1998). Membran sel seperti ini disebut dalam keadaan polarisasi. Perbedaan konsentrasi ion tersebut menyebabkan adanya suatu beda potensial antara dua sisi membran yang disebut dengan potensial istirahat sel (*cell resting potential*), dengan potensial negatif di sisi dalam dan positif di sisi luar membran sel.

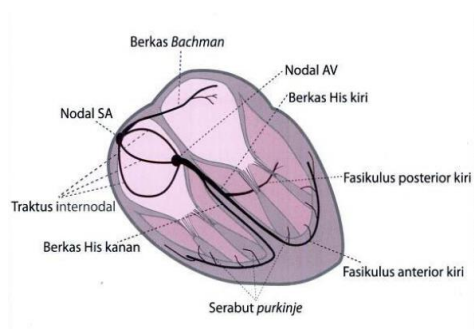
### 2.1.3 Potensial Aksi Sel

Apabila suatu sel yang dalam keadaan polarisasi dirangsang oleh ion listrik, tekanan, suhu atau obat-obatan yang menghambat aktivitas pompa sodium, maka akan terjadi perubahan potensial membran sel. Dimana pada sisi dalam menjadi positif dan pada sisi luar menjadi negatif, proses ini dinamakan depolarisasi. Setelah mengalami depolarisasi, sel selanjutnya melakukan repolarisasi. Dalam keadaan repolarisasi, potensial membran berubah dari positif di sisi dalam menuju kembali ke negatif di sisi dalam. Aktivitas sel dari keadaan polarisasi menjadi depolarisasi dan kemudian kembali ke polarisasi lagi disertai dengan terjadinya perubahan-perubahan pada potensial membran sel. Perubahan tersebut adalah dari negatif di sisi dalam berubah menjadi positif dan kemudian kembali lagi menjadi negatif. Perubahan ini menghasilkan suatu impuls tegangan yang disebut potensial aksi

(Campbell, 2009). Potensial aksi dari suatu sel akan dapat memicu aktivitas sel-sel lain yang ada di sekitarnya.

## 2.2 Sistem Konduksi Jantung

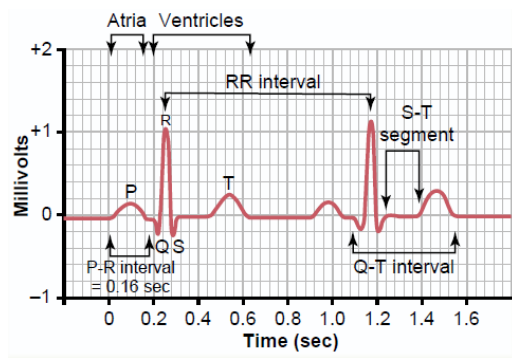
Sistem konduksi jantung berfungsi untuk mengatur kerja jantung melalui sistem kontraksi. Cara pengaturan kerja jantung diawali oleh pembentukan potensial aksi yang spontan dari simpul SA. Simpul SA membangkitkan impuls dengan rate normal sekitar 70 bpm (*beat per menit*). Impuls ini melalui bachmann's bundle kemudian disebarkan ke seluruh dinding atrium, sehingga membuat sel-sel dalam dinding atrium mengalami depolarisasi. Depolarisasi pada atrium ini kemudian diikuti oleh kontraksi atrium.



Gambar 2. 2 Sistem konduksi jantung  
Sumber: (Dharma, 2009)

Dari atrium, impuls diteruskan ke Simpul AV melalui internodal fiber. Di dalam Simpul AV, impuls mengalami penundaan sekitar 100 ms yang fungsinya memberikan waktu kepada atrium untuk menyelesaikan kontraksinya sebelum ventrikel mulai berkontraksi. Dari Simpul AV, impuls diteruskan ke Bundle of His, ke Left dan Right Bundle branches dan menyebar ke seluruh dinding ventrikel melalui Purkinje fibers. Menyebarnya impuls ke seluruh dinding ventrikel membuat ventrikel mengalami depolarisasi yang kemudian diikuti dengan kontraksi ventrikel sehingga ventrikel akan memompa darah keseluruh tubuh dan menghasilkan denyutan (*pulse*). Setelah itu proses berulang kembali dimulai dari Simpul SA (Siwindarto P. , 2012). Pengaliran impuls yang teratur dari Simpul SA ke Simpul AV menyebabkan kontraksi teratur dari otot jantung yang dikenal dengan sebutan denyut sinus (*sinus beat*).

## 2.3 Elektrokardiograf (EKG)



Gambar 2. 3 Sinyal elektrokardiograf

Sumber : (Guyton & Hall, 2006)

Aktivitas jantung yang dimulai dari keadaan istirahat, kemudian kontraksi atrium, disusul kontraksi ventrikel, dan kembali istirahat merupakan suatu siklus yang berulang terus menerus sepanjang hidup. Elektrokardiograf (EKG) adalah gambaran rekaman dari potensial listrik yang dihasilkan oleh sel otot jantung (miokardium) selama siklus jantung tersebut terjadi.

Gelombang P, Q, R, S dan T pada sinyal elektrokardiograf menggambarkan tegangan listrik yang ditimbulkan oleh siklus jantung dan direkam oleh elektrokardiograf (Guyton & Hall, 2006). Gelombang P disebabkan oleh penyebaran depolarisasi melewati atrium, yang diikuti oleh kontraksi atrium. Kira-kira 0,16 detik sesudah timbul gelombang P, muncul gelombang QRS sebagai akibat depolarisasi pada ventrikel, yang memulai kontraksi ventrikel dan menyebabkan tekanan ventrikel mulai berelaksasi. Maka, gelombang T terjadi sesaat sebelum akhir kontraksi ventrikel.

## 2.4 Noise EKG

Pada pengukuran dan pembacaan sinyal elektrokardiograf akan terdapat banyak gangguan atau *noise*. *Noise* ini berinterferensi dengan sinyal asli EKG sehingga akan mempengaruhi kualitas sinyal EKG. Secara garis besar, *noise* pada sinyal EKG dapat diklasifikasikan ke dalam kategori berikut:

### 1) *Power Line Interference*

Interferensi dari frekuensi daya (50 Hz atau 60 Hz). Interferensi ini dapat terjadi karena adanya kopling kapasitif dari jala-jala listrik ke penguat (Limaye & Deshmukh, 2016).

### 2) *Motion Artifacts*

*Noise* ini terjadi akibat adanya perubahan gerakan. Frekuensi *noise* yang dihasilkan sangat rendah yaitu sekitar 1-3 Hz (Physio-Control, 2015).

### 3) *EMG noise*

*Electromyographic noise* merupakan *noise* yang muncul akibat kontraksi dari otot-otot lain disekitar elektrode. *Noise* ini menghasilkan depolarisasi dan repolarisasi gelombang yang juga dapat terbaca oleh EKG. Besarnya gangguan ini berkisar 20-1000 Hz (Popovic, 2006).

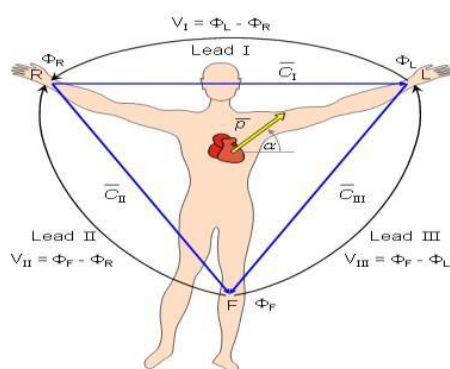
#### 4) *Radio Frequency Interference (RFI)*

Kabel (*patien lead*) dapat berperan menjadi antena yang menangkap frekuensi radio, yang selanjutnya dimodulasi dan diperkuat oleh bioamplifier sehingga menimbulkan interferensi pada sinyal biopotensial.

## 2.5 Sadapan Bipolar EKG

Pasangan elektrode dalam perekaman EKG dinamakan sadapan atau disebut juga *lead*. Sadapan bipolar standart terdiri dari sadapan (*lead*) I, II dan III yang membentuk segitiga sama sisi dan jantung berada ditengah yang disebut segitiga Einthoven. Tiga sadapan ekstremitas standar lead I, II dan III dapat dijelaskan sebagai berikut:

- 1) *Lead I* dihasilkan dengan cara menjadikan lengan kiri (LA) sebagai kutub positif dan lengan kanan (RA) sebagai kutub negatif.
- 2) *Lead II* dihasilkan dengan cara menjadikan tungkai kiri (LL) sebagai kutub positif dan lengan kanan (RA) sebagai kutub negatif.
- 3) *Lead III* dihasilkan dengan cara menjadikan tungkai kiri (LL) sebagai kutub positif dan lengan kiri (LA) sebagai kutub negatif (Thaler, 2009).



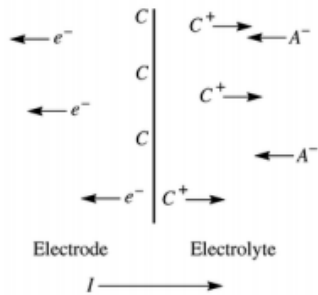
Gambar 2. 4 Teknik sadapan EKG dengan metode segitiga Einthoven

Sumber: (Rehadi, Hadiyoso, & Novamizanti, 2015)

## 2.6 Elektroda Biolistrik Ag/AgCl

Dalam usaha untuk mendapatkan dan merekam sinyal biopotensial dari tubuh manusia, diperlukan suatu antarmuka (*interface*) antara tubuh manusia dan perangkat ukur elektrik. Fungsi antarmuka ini diwakili oleh elektrode biopotensial. Elektrode ini berfungsi sebagai *interface* antara sistem kelistrikan di dalam tubuh dan sistem kelistrikan di luar tubuh. Arus

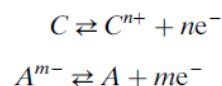
dalam tubuh manusia dibawa oleh ion dalam larutan elektrolit, sedangkan arus dibawa oleh elektron di dalam penghantar logam dalam elektrode.interface.



Gambar 2. 5 Antarmuka Logam (penghantar) – Elektrolit

Sumber : (Webster, 1998)

Susunan antarmuka sebuah elektrode dengan elektrolit seperti pada Gambar 2.5. Arus total yang melewati antarmuka, terdiri dari bagian elektron yang bergerak berlainan arah dengan arus di elektrode, kation ( $C^+$ ) yang bergerak searah dengan arus di elektrolit, dan anion ( $A^-$ ) bergerak berlawanan arah dengan arus di elektrolit. Proses kimiawi secara umum yang terjadi adalah :

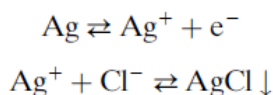


di mana  $n$  adalah valensi dari  $C$  dan  $m$  adalah valensi dari  $A$ . Diasumsikan bahwa elektrode memiliki atom penyusun yang sama dengan kation. Reaksi pertama adalah reaksi oksidasi, di mana elektrode akan teroksidasi dan menghasilkan ion kation di dalam elektrolit serta melepaskan elektron yang tetap di dalam elektrode (Webster, 1998).

Reaksi kedua menyangkut anion, bila anion teroksidasi sehingga menghasilkan atom netral di elektrode serta melepas elektron bebas ke dalam elektrode. Perlu dicatat bahwa kedua reaksi tersebut *reversible*, dan reaksi reduksi (dari kanan ke kiri persamaan) juga terjadi. Ketika tidak ada arus yang melewati, reaksi tersebut tetap terjadi.

Ketika arus dari elektrode ke elektrolit, seperti Gambar 2.5 reaksi oksidasi yang mendominasi (pengurangan elektron). Sebaliknya, ketika arus mengalir berlawanan arah, reaksi reduksi yang dominan (penambahan elektron). Perbedaan gradasi ion di elektrode dan elektrolit menyebabkan adanya perbedaan potensial.

Salah satu elektrode yang sering digunakan dalam bidang biomedis yaitu elektrode Ag/AgCl. Elektrode ini tersusun atas logam perak yang dilapisi lapisan tipis larutan yang sedikit larut dengan komposisi ion logam dan anion yang sesuai yaitu AgCl (garam perak klorida berbentuk kristal). Apabila elektrode Ag/AgCl ini dicelupkan di larutan elektrolit yang mempunyai anion  $Cl^-$ , maka reaksi kimia yang terjadi yaitu



reaksi ini menghasilkan beda potensial sebesar 0,223 V pada suhu 25°C (Webster, 1998)

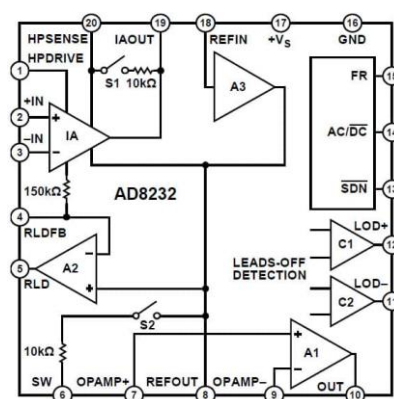
## 2.7 Penguat Elektrokardiograf

Keluaran sinyal biopotensial dari transduser sudah berupa tegangan listrik, tetapi levelnya masih relatif kecil. Untuk memperbesar sinyal biopotensial tersebut diperlukan suatu penguat yang memenuhi beberapa persyaratan, diantaranya:

- Berupa penguat diferensial dengan CMRR yang tinggi
- Mempunyai impedansi masukan yang besar
- Penguatannya dapat diatur dengan mudah tanpa mempengaruhi nilai CMRR

(Siwindarto P. , 2012)

Berdasarkan persyaratan tersebut, maka *board* AD8232 dapat digunakan untuk memperkuat sinyal EKG yang dihasilkan tubuh. AD8232 merupakan *board* pengkondisi sinyal terintegrasi yang salah satu aplikasinya digunakan untuk memantau sinyal pada jantung (*cardiac monitor*). Diagram blok fungsional AD8232 diperlihatkan dalam Gambar 2.6. Di dalam board terdapat penguat instrumentasi (IA), *operational amplifier* (A1), *right leg drive amplifier* (A2) dan *Reference Buffer* (A3). AD8232 dipilih karena di dalam board sudah terdapat penguat instrumentasi dengan gain sebesar 100 kali serta nilai CMRRnya tinggi, yaitu sebesar 80dB (*Datasheet AD8232*, 2012).

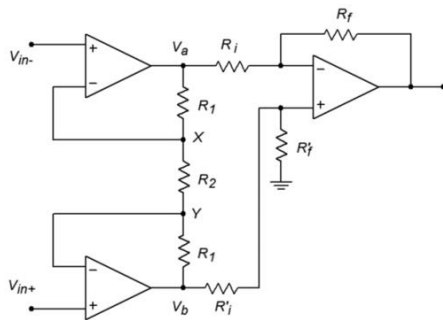


Gambar 2. 6 Diagram blok fungsional AD8232

Sumber : (Datasheet AD8232, 2012)

Rangkaian penguat instrumentasi diperlihatkan pada Gambar 2.7, rangkaian ini merupakan gabungan antara rangkaian penguat diferensial dasar dan rangkaian penguat penyangga. Keunggulan yang dimiliki rangkaian ini yaitu mempunyai impedansi masukan yang sangat besar dan nilai penguatannya dapat diubah dengan mudah tanpa mempengaruhi

kemampuannya dalam menyingkirkan sinyal mode *common*, sehingga rangkaian ini cocok digunakan sebagai penguat biopotensial.



Gambar 2. 7 Rangkaian penguat instrumentasi

Sumber: (Fiore, 2014)

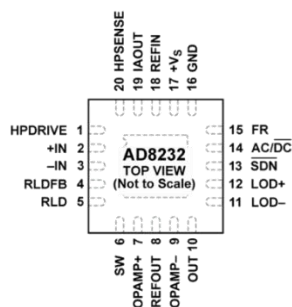
Besar tegangan keluaran dari penguat instrumentasi dapat ditrumuskan:

$$V_{out} = (V_{in+} - V_{in-}) \left( \frac{R_f}{R_i} \right) \left( 1 + 2 \frac{R_1}{R_2} \right) \dots \dots \dots (2.1)$$

dari persamaan di atas terlihat bahwa tegangan keluaran penguat instrumentasi merupakan hasil penguatan terhadap selisih tegangan pada masukan penguat penyangga, dan nilai penguatan dapat diubah dengan mengubah perbandingan antara  $2R_1$  dan  $R_2$ . Untuk menyingkirkan sinyal mode *common*, maka penguat instrumentasi harus mempunyai CMRR sebesar mungkin.

$$CMRR(dB) = 20 \log \frac{A_{dm}}{A_{cm}} \dots \dots \dots (2.2)$$

dengan  $A_{dm}$  = penguatan mode diferensial;  $A_{cm}$  = penguatan mode *common*.



Gambar 2. 8 Konfigurasi pin-pin AD8232

Sumber : (Datasheet AD8232, 2012)

Konfigurasi pin-pin AD8232 diperlihatkan pada Gambar 2.8, di mana pada setiap terminalnya telah dirancang agar terlindungi dari pengaruh *Electro Static Discharge* (ESD). Selain itu untuk menghindari *Radio Frequency Interference* (RFI), terdapat rangkaian *low pass filter* dengan frekuensi *cut off* 1 MHz yang diimplementasikan pada setiap input AD8232 (Datasheet AD8232, 2012). Adapun deskripsi fungsi dari tiap-tiap pin yaitu:

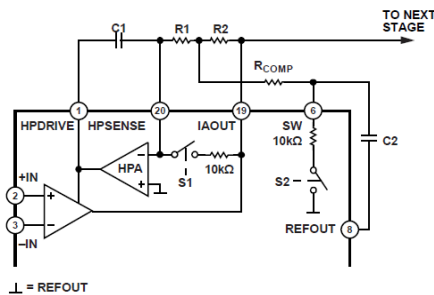
- 1) HPDRIVE : *High-Pass Driver Output*. Pin HPDRIVE dihubungkan ke kapasitor pada *high-pass filter* pertama.



- 2) + IN : *Instrumentation Amplifier Positive Input*. Pin + IN biasanya dihubungkan ke elektrode lengan kiri (LA).
- 3) - IN : *Instrumentation Amplifier Negative Input*. Pin - IN biasanya dihubungkan ke elektrode lengan kanan (RA).
- 4) RLDFB : *Right Leg Drive Feedback Input*. RLDFB adalah terminal umpan balik untuk rangkaian RLD.
- 5) RLD : *Right Leg Drive Output*. Pin RLD dihubungkan ke elektrode kaki kanan.
- 6) SW : *Fast Restore Switch Terminal*. Pin SW dihubungkan ke output dari *high-pass filter* kedua.
- 7) OPAMP + : Input noninverting operasional amplifier
- 8) REFOUT : *Reference Buffer Output*. Pin REFOUT digunakan sebagai virtual ground untuk setiap titik di sirkuit yang membutuhkan referensi sinyal.
- 9) OPAMP- : Input inverting operasional amplifier
- 10) OUT : Output operational amplifier. Pin OUT akan menghasilkan keluaran berupa sinyal EKG yang telah dikondisikan. Pin OUT ini juga dapat dihubungkan ke input ADC.
- 11) LOD - : *Leads Off Comparator Output*. Pada mode *dc leads off*, LOD- akan berlogika *high* ketika elektrode yang terhubung pada pin - IN terputus, dan berlogika *low* ketika terhubung. Pada mode *ac lead off detection*, LOD- selalu berlogika *low*.
- 12) LOD + : *Leads Off Comparator Output*. Pada mode *dc leads off*, LOD+ akan berlogika *high* ketika elektrode yang terhubung pada pin + IN terputus, dan berlogika *low* ketika terhubung. Pada mode *ac lead off detection*, LOD + berlogika *high* jika elektrode -IN atau + IN tidak terputus, dan rendah saat kedua elektrode terhubung.
- 13) SDN : *Shutdown Control Input*.
- 14) AC/ $\overline{\text{DC}}$  : *Leads Off Mode Control Input*. Pin AC/ $\overline{\text{DC}}$  berlogika *low* ketika mode *leads off* adalah DC, pin AC/ $\overline{\text{DC}}$  berlogika *high* ketika mode *leads off* adalah AC.
- 15) FR : *Fast Restore Control Input*. Terminal FR berlogika *high* ketika mode *fast recovery* aktif, dan jika tidak berlogika *low*.

- 16) GND : Terminal ground
- 17) +V<sub>S</sub> : Terminal *power supply*
- 18) REFIN : *Reference Buffer Input*.
- 19) IAOUT : Terminal output penguat instrumentation amplifier.
- 20) HPSENSE : *High-Pass Sense Input for Instrumentation Amplifier*. Pin HPSENSE dihubungkan pada persimpangan R dan C

Board AD8232 dirancang agar dapat diaplikasikan untuk berbagai keperluan pengukuran biopotensial, seperti *heart rate measurement* atau *cardiac monitor*. Karena setiap aplikasi memiliki *bandwidth* frekuensi yang berbeda-beda, maka pada AD8232 ini pengguna dapat mengatur nilai kapasitor dan resistor sesuai dengan kebutuhannya. Nilai kapasitor dan resistor tersebut diatur pada bagian *high pass filter* maupun *low pas filter* dari AD8232.



Gambar 2. 9 Rangkaian *high pass filter* dua pole AD8232  
Sumber : (Datasheet AD8232, 2012)

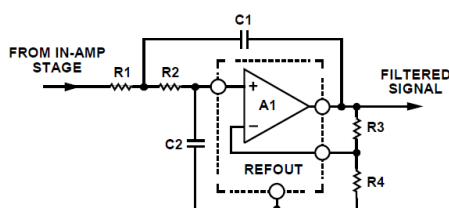
Gambar 2.9 di atas memperlihatkan konfigurasi rangkain *high pass filter* dua pole yang direkomendasikan AD8232. Nilai frekuensi *cut off* nya dihitung menggunakan persamaan:

$$f_c = \frac{10}{2\pi\sqrt{R1 C1 R2 C2}} \dots\dots\dots(2.3)$$

dengan  $R1 = R2 \geq 100 \text{ k}\Omega$  dan  $C1 = C2$ , dan nilai  $R_{COMP}$  dihitung menggunakan persamaan:

$$R_{COMP} = 0.14 \times R1 \dots\dots\dots(2.4)$$

Sedangkan untuk rangkaian *low pass filter*, AD8232 merekomendasikan menggunakan topologi Sallen key, seperti yang diperlihatkan pada Gambar 2.10. Rangkaian filter ini diimplementasikan pada bagian *operational amplifier* (A1) dan juga digunakan untuk penguatan.



Gambar 2. 10 Rangkaian *low pass filter* AD8232  
Sumber : (Datasheet AD8232, 2012)

Besarnya frekuensi *cut off* dihitung menggunakan persamaan:

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 C_1 R_2 C_2}} \dots\dots\dots(2.5)$$

dengan  $R_1 = R_2 = R$  dan  $C_1 = C_2 = C$ , maka persamaannya menjadi

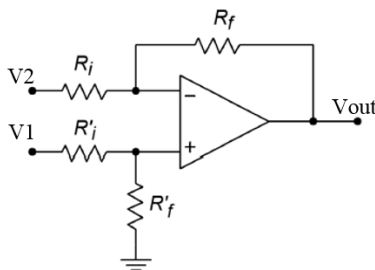
$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \dots\dots\dots(2.6)$$

adapun besar penguatannya yaitu:

$$Gain = 1 + \frac{R_3}{R_4} \dots\dots\dots(2.7)$$

## 2.8 Penguat Diferensial Dasar

Rangkaian penguat diferensial dasar pada Gambar 2.11 merupakan rangkaian penguat yang banyak digunakan untuk memperkuat sinyal diferensial sekaligus menyingkirkan sinyal mode *common*.



Gambar 2. 11 Rangkaian penguat diferensial dasar

Sumber: (Fiore, 2014)

Sinyal dari tubuh terdiri dari sinyal diferensial dan sinyal mode *common*. Sinyal diferensial merupakan sinyal yang muncul di antara dua terminal op-amp ketika tegangan pada salah satu terminalnya meningkat, sedangkan sinyal mode *common* adalah sinyal di mana nilai tegangan pada kedua terminal op-amp bertambah atau berkurang bersama-sama. Sinyal ini merupakan sinyal yang tidak diinginkan. Penguat diferensial memiliki kemampuan dalam menyingkirkan sinyal mode *common*, sehingga dapat mengurangi pengaruh *noise*/interferensi yang mengganggu sinyal biopotensial. (Siwindarto P. , 2012).

Bila kita gunakan prinsip super posisi, jika sebuah  $V_1$  diganti oleh sebuah hubung singkat, maka  $V_2$  adalah masukan untuk penguat inverting dengan rumusan:

$$v_{out2} = -\frac{R_f}{R_i} v_2$$

Kemudian, bila  $V_2$  dihubungkan singkat, maka  $V_1$  adalah masukan dari op-amp non-inverting . Tetapi dengan adanya konfigurasi pembagi tegangan, maka :

$$v_+ = \left( \frac{R_f}{R_f + R_i} \right) v_1 \text{ dan } v_- = \left( \frac{R_i}{R_f + R_i} \right) v_{out1}$$

berdasarkan karakteristik op-amp ideal, besar tegangan masukan pada terminal inverting sama dengan terminal non-inverting, maka persamaannya menjadi:

$$v_+ = v_-$$

$$\left(\frac{R_f}{R_f + R_i}\right) v_1 = \left(\frac{R_i}{R_f + R_i}\right) v_{out1}$$

$$v_{out1} = \frac{R_f}{R_i} v_1$$

sehingga keluaran dari op-amp adalah:

$$v_{out} = v_{out1} + v_{out2} = \frac{R_f}{R_i} v_1 - \frac{R_f}{R_i} v_2 = \frac{R_f}{R_i} (v_1 - v_2)$$

$$v_{out} = \frac{R_f}{R_i} (v_1 - v_2) \dots\dots\dots(2.8)$$

Apabila  $V_1 = V_2$  maka tegangan keluaran akan sama dengan nol. Cara yang diterapkan yaitu dengan menghubungkan kedua terminal masukan 1 dan 2 menjadi satu dengan sebuah sumber tegangan  $V_{cm}$  (tegangan masuk mode *common*). Sifat penguat diferensial inilah yang memungkinkan suatu sinyal kecil diambil dari sinyal yang lebih besar. Hal ini dilakukan dengan cara yaitu sinyal yang lebih besar (atau yang tidak dikehendaki) merupakan tegangan masukan mode *common* dan sinyal yang lebih kecil adalah tegangan masukan mode diferensial. Sehingga keluaran penguat diferensial hanya berisi tegangan masukan diferensial yang diperkuat.

## 2.9 Filter Aktif

Filter adalah suatu rangkaian yang berfungsi untuk melewatkan sinyal-sinyal dengan frekuensi tertentu sesuai yang diperlukan dan menahan sinyal-sinyal dengan frekuensi yang tidak dikehendaki serta untuk memperkecil pengaruh *noise* dan interferensi pada sinyal yang dikehendaki. Rangkaian filter aktif adalah rangkaian yang menggunakan operasional amplifier (op-amp) dengan komponen resistor dan kapasitor.

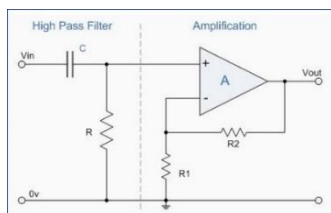
### 2.9.1 High Pass Filter

*High pass filter* digunakan untuk melewatkan sinyal dengan frekuensi di atas tegangan *cut off* dan meredam sinyal dengan frekuensi di bawahnya. Frekuensi *cut off* adalah titik potong frekuensi yang tidak diinginkan dimana terjadi penurunan gain sebesar 3 dB. Fungsi dari penggunaan *high pass filter* adalah untuk menghilangkan *noise* akibat pergerakan elektrode serta meredam arus DC pada penguat instrumentasi yang dapat menyebabkan level sinyal EKG naik. Rangkaian *high pass filter* diperlihatkan dalam Gambar 2.12. Besarnya frekuensi *cut off* didapat dari persamaan:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \dots\dots\dots(2.9)$$

dan besarnya penguatan tegangan untuk sinyal di atas frekuensi cut off adalah:

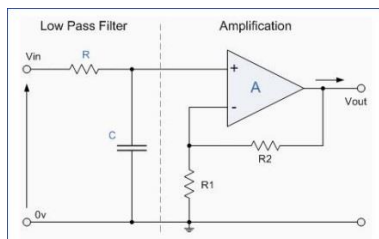
$$A_v = 1 + \frac{R_2}{R_1} \dots\dots\dots (2.10)$$



Gambar 2. 12 Rangkaian High pass filter aktif  
Sumber : (www.elektronika-dasar.web.id, 2013)

### 2.9.2 Low Pass Filter

Low Pass Filter adalah filter yang berfungsi melewatkan sinyal yang frekuensinya berada di bawah frekuensi cut off dan meredam sinyal yang frekuensinya di atas frekuensi cut off.



Gambar 2. 13 Low pass filter aktif  
Sumber : (www.elektronika-dasar.web.id, 2013)

Rangkaian low pass filter diperlihatkan dalam Gambar 2.13. Rangkaian ini dapat dibangun menggunakan dua komponen utama yaitu resistor (R) dan kapasitor (C) yang dihubungkan seri. Frekuensi cut-off dapat ditemukan dengan menggunakan rumus,

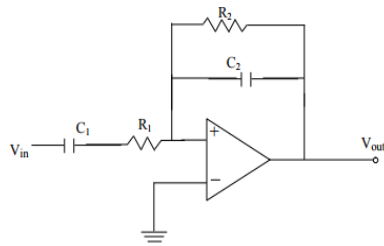
$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \dots\dots\dots (2.11)$$

dan besarnya penguatan tegangan untuk sinyal di bawah frekuensi cut off adalah:

$$A_v = 1 + \frac{R_2}{R_1} \dots\dots\dots (2.12)$$

### 2.9.3 Band Pass Filter

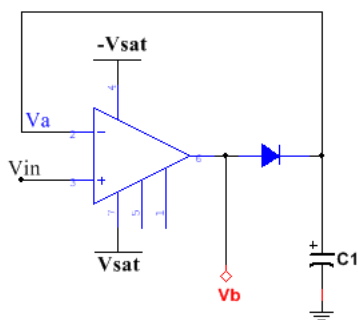
Band pass filter merupakan filter yang meloloskan frekuensi pada range tertentu. Band pass filter secara sederhana dapat dibuat dengan menggunakan penguat operasional dan dua pasang komponen RC seperti pada Gambar 2.14 berikut ini:



Gambar 2. 14 Band pass filter aktif  
Sumber : (Fiore, 2014)

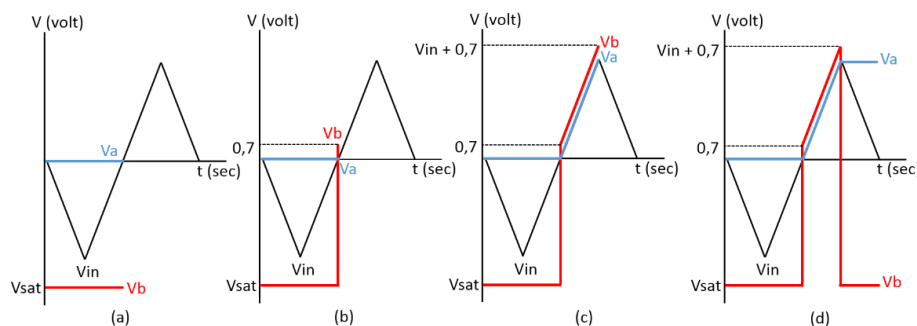
Kapasitor  $C_1$  dan resistor  $R_2$  akan membentuk sebuah *high pass filter*, sedangkan kapasitor  $C_2$  dan  $R_2$  akan membentuk sebuah *low pass filter*. *Band pass filter* pada umumnya terdiri dari sebuah *low pass filter* dan *high pass filter* jika frekuensi sinyal input berada pada daerah *passband* yaitu diantara kedua frekuensi *cut off*  $f_1$  dan  $f_2$  maka sinyal akan diperkuat oleh penguat dan dapat dilewatkan.

## 2.10 Rangkaian Detektor Puncak



Gambar 2. 15 Rangkaian detektor puncak

Rangkaian detektor puncak dapat dilihat pada Gambar 2.15. Rangkaian ini terdiri dari sebuah dioda, kapasitor dan op-amp dengan terminal *noninverting* sebagai masukannya. Prinsip kerja rangkaian ini yaitu, ketika nilai  $V_{in}$  lebih kecil dari nilai  $V_a$ , maka tidak ada arus yang mengalir pada dioda (*reverse bias*), rangkaian dalam keadaan *open circuit* dan op-amp akan bekerja sebagai komparator dengan nilai penguatan yang tak terhingga. Akibatnya, nilai  $V_b$  sama dengan nilai tegangan saturasi op amp ( $V_b = -V_{sat}$ ), ilustrasi sinyal diperlihatkan pada gambar 2.16 (a).

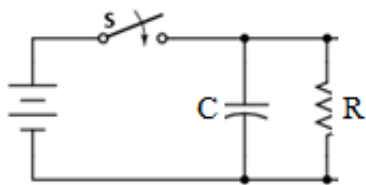


Gambar 2. 16 Ilustrasi sinyal masukan dan keluaran detektor puncak

Ketika nilai  $V_{in}$  lebih besar sedikit saja dari nilai  $V_a$ , maka  $V_b$  akan mengalami loncatan tegangan sampai di 0,7 volt (Gambar 2.16 (b)). Dioda menjadi aktif (*forward bias*) sehingga op-amp akan bekerja sebagai rangkaian *voltage follower*, di mana bentuk sinyal  $V_b$  akan mengikuti bentuk sinyal  $V_{in}$ , dengan besar  $V_b = V_{in} + 0,7$  volt dan kapasitor akan mengisi muatannya sampai pada puncak gelombang (Gambar 2.16 (c)).

Selanjutnya, ketika nilai  $V_{in}$  berubah lebih kecil sedikit saja dari nilai  $V_a$ , maka op-amp akan bekerja sebagai komparator dan nilai  $V_b$  akan turun drastis menjadi  $-V_{saturasi}$ , ilustrasi sinyal pada gambar 2.16 (d).

## 2.11 Pengosongan Kapasitor



Gambar 2. 17 Rangkaian pengosongan kapasitor  
Sumber : (www.allaboutcircuits.com, 2015)

Saat kapasitor sudah terisi oleh sebagian atau penuh muatan listrik maka kapasitor dapat dikosongkan dengan cara menghubungkan saklar (S), seperti yang diperlihatkan pada Gambar 2.17. Akibatnya tegangan kapasitor dan arus akan berkurang secara eksponensial sampai nol. Lamanya proses pengosongan kapasitor ini juga ditentukan oleh nilai  $R \cdot C$  yang dipakai pada rangkaian. Berikut adalah rumus umum untuk pengosongan kapasitor:

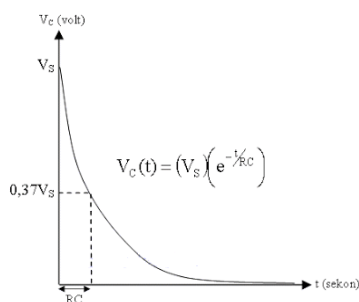
$$V_c(t) = (V_s)(e^{-\frac{t}{RC}}) \dots \dots \dots (2.13)$$

dengan,

$V_c(t)$  = tegangan kapasitor saat dikosongkan selama  $t$  detik

$V_s$  = tegangan kapasitor sebelum dikosongkan

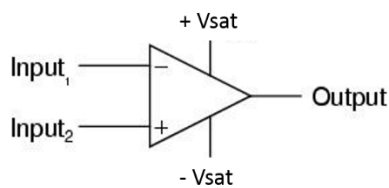
Apabila digambarkan dalam bentuk grafik, maka tegangan pada pengosongan kapasitor akan membentuk grafik eksponensial seperti yang diperlihatkan pada Gambar 2.18.



Gambar 2. 18 Grafik pengosongan kapasitor  
Sumber : (www.allaboutcircuits.com, 2015)

## 2.12 Rangkaian Komparator Op-Amp

Komparator merupakan salah satu aplikasi dari penggunaan op-amp yang digunakan untuk membandingkan tegangan antar input *noninverting* (+) dengan input *inverting* (-). Komparator dapat dibuat dari konfigurasi *open-loop* seperti yang diperlihatkan pada Gambar 2.19. Bila tegangan pada input *noninverting* ( $V_+$ ) lebih besar dari pada input *inverting* ( $V_-$ ), maka outputnya akan sama dengan ( $+V_{sat}$ ). Sedangkan bila tegangan pada input *noninverting* ( $V_+$ ) lebih kecil dari pada input *inverting* ( $V_-$ ), maka outputnya akan sama dengan ( $-V_{sat}$ ).

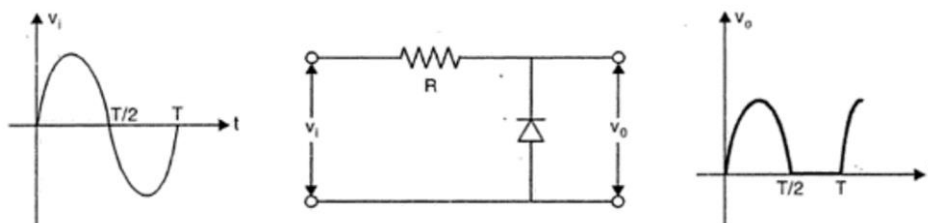


Gambar 2. 19 Rangkaian komparator  
Sumber : (Rahim, 2003)

## 2.13 Rangkaian Clipper Negatif

Rangkaian *clipper* adalah rangkaian yang berfungsi memotong bentuk gelombang pada level DC tertentu. Ada beberapa konfigurasi dari rangkaian clipper, yaitu rangkaian *clipper* positif, *clipper* negatif, *clipper* dengan bias tegangan positif dan *clipper* dengan bias tegangan negatif.

Rangkaian *clipper* negatif adalah rangkaian *clipper* yang memotong level DC negatif dari suatu bentuk gelombang, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.20. Ketika tegangan input sinusoida ( $V_i$ ) setengah gelombang positif, maka dioda dibias *reverse* dan arus mengalir ke beban, sehingga tegangan output ( $V_o$ ) adalah sebesar tegangan input.



Gambar 2. 20 Rangkaian clipper negatif  
Sumber: (Garg, Dixit, & Yadav, 2008)



### BAB III

#### METODE PENELITIAN

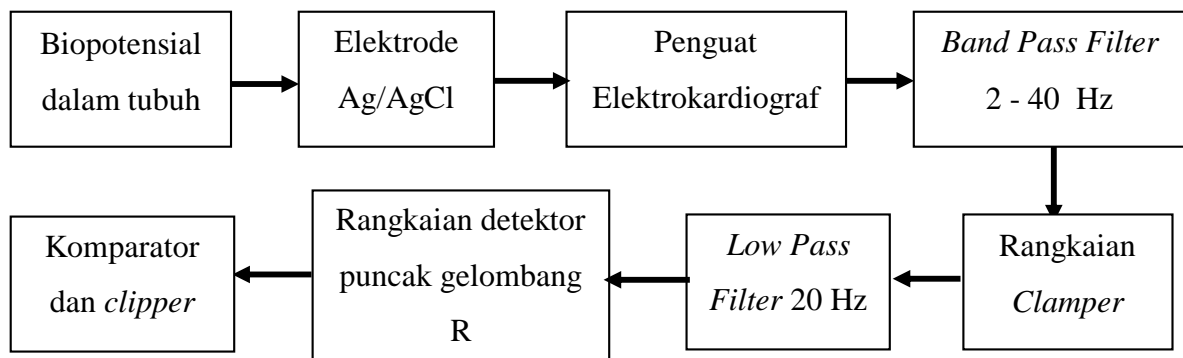
##### 3.1 Penentuan Spesifikasi Alat

Spesifikasi alat secara global ditetapkan terlebih dahulu sebagai acuan dalam perancangan selanjutnya. Spesifikasi alat yang direncanakan yaitu:

- 1) Sinyal EKG yang disadap berkisar antara 0,5 – 40 Hz dengan amplitudo tegangan sekitar 1 mV.
- 2) Memakai 3 elektrode Ag/AgCl.
- 3) Sistem menggunakan 3 macam catu daya DC yaitu :
  - 3.3 volt untuk catu AD8232.
  - 9 volt dan -9 volt untuk catu op-amp pada rangkaian filter, *clammer* dan rangkaian detektor puncak gelombang R.
  - 5 volt dan -5 volt untuk catu op-amp pada rangkaian komparator.

##### 3.2 Diagram Blok Sistem

Pembuatan diagram blok sistem merupakan dasar dari perancangan sistem agar perancangan dan perealisasi alat berjalan sistematis. Secara garis besar, blok diagram keseluruhan dari perancangan rangkaian penguat dan detektor R sinyal EKG ditunjukkan dalam Gambar 3.1.



Gambar 3. 1 Blok diagram sistem

Penjelasan masing-masing diagram blok yaitu:

- 1) Elektrode Ag/AgCl; digunakan untuk mengkonversi sinyal biopotensial dalam tubuh (dibawa oleh ion-ion elektrolit dalam tubuh) ke dalam bentuk beda potensial melalui penghantar elektrod

- 2) Penguat elektrokardiograf; digunakan untuk memperkuat sinyal dan membatasi *bandwidth* frekuensi dari sinyal EKG sesuai dengan kebutuhan monitoring.
- 3) *Band pass filter* 2 Hz - 40 Hz; digunakan untuk meredam *noise* yang disebabkan oleh frekuensi saluran daya PLN dan *motion artifacts*. Rangkaian ini memakai komponen op-amp, sehingga selain meredam sinyal pada frekuensi di bawah 2 Hz dan di atas 40 Hz, juga digunakan untuk memperkuat sinyal.
- 4) Rangkaian *clamber*; digunakan untuk menggeser sinyal EKG sampai gelombang-gelombang selain R berada di bawah level nol..
- 5) *Low pass filter* 20 Hz; digunakan untuk meredam *electromyographic noise*, yaitu *noise* yang diakibatkan oleh kontraksi otot disekitar elektrode.
- 6) Rangkaian detektor puncak gelombang R; digunakan untuk mendeteksi waktu saat terjadinya puncak gelombang R pada sinyal EKG.
- 7) Rangkaian komparator dan *clipper*; digunakan untuk mengubah range tegangan sinyal keluran detektor puncak gelombang R agar dapat diproses mikrokontroler

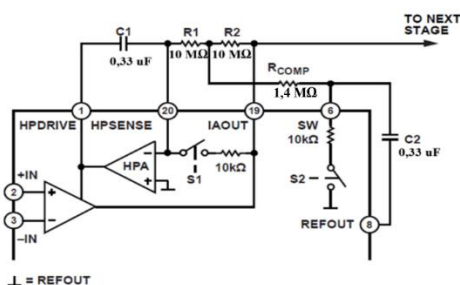
### 3.3 Perancangan dan Pembuatan Alat

#### 3.3.1 Perancangan Penguat Elektrokardiograf

Secara garis besar, blok diagram perancangan *hardware* sistem secara keseluruhan ditunjukkan dalam Gambar 3.1.

Penguat EKG pada perancangan ini berfungsi untuk membatasi *bandwidth* frekuensi sinyal dan untuk memperbesar amplitudo sinyal EKG. Komponen yang digunakan yaitu *board* AD8232.. Pada *board* AD8232 ini, pengguna dapat mengatur nilai kapasitor dan resistor sesuai dengan konfigurasi yang diinginkan untuk aplikasi yang berbeda.

Pada penelitian ini AD8232 akan diaplikasikan sebagai *cardiac monitor* yaitu memonitoring bentuk gelombang EKG. Pada keperluan tersebut, *bandwidth* frekuensi sinyal yang dibutuhkan hanya pada range 0.5 - 40 Hz saja (AD8232, 2012). Untuk membatasi frekuensi sinyal tersebut, maka nilai R dan C pada bagian HPF dan LPF dari AD8232 harus dihitung terlebih dahulu.



Gambar 3. 2 Desain rangkaian *high pass filter* dua pole AD8232

Gambar 3.2 memeperlihatkan konfigurasi rangkaian HPF yang terdapat pada AD8232. Untuk melewatkan sinyal diatas 0,5 Hz, nilai R dan C dihitung menggunakan Persamaan 2.3 yaitu:.

$$f_c = \frac{10}{2\pi\sqrt{R1 C1 R2 C2}}$$

dimana  $R1 = R2 \geq 100 \text{ k}\Omega$  dan  $C1 = C2$  maka,

$$f_c = \frac{10}{2\pi R1 C1}$$

$$0.5 = \frac{10}{2\pi R1 C1}$$

dengan menentukan nilai  $C1 = 0,33 \text{ uF}$ , maka nilai  $R1$  dapat diperoleh:

$$0.5 = \frac{10}{2\pi \times R1 \times 0,33 \times 10^{-6}}$$

$$R1 = \frac{10}{0,5 \times 2\pi \times 0,33 \times 10^{-6}}$$

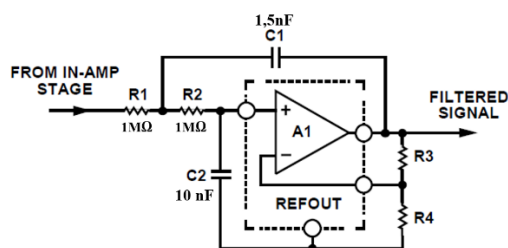
$$R1 = 9,65 \text{ M}\Omega$$

nilai  $R1$  yang mendekati dan terdapat di pasaran yaitu  $10 \text{ M}\Omega$ . Kemudian nilai  $R_{comp}$  dihitung menggunakan Persamaan 2.4 yaitu:

$$R_{comp} = 0,14 \times R1$$

$$R_{comp} = 0,14 \times 10 \text{ M}\Omega$$

$$R_{comp} = 1,4 \text{ M}\Omega$$



Gambar 3. 3 Rangkaian *low pass filter* AD8232

Sedangkan untuk melewatkan sinyal di bawah 40 Hz, maka digunakan rangkaian *low pass filter* dengan topologi Sallen key, seperti yang diperlihatkan pada Gambar 3.3. Rangkaian filter ini diimplementasikan pada bagian *Operation Amplifier* (A1) dari AD8232. Adapun nilai R dan C dihitung menggunakan Persamaan 2.5, yaitu:

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R1 C1 R2 C2}}$$

$$40 = \frac{1}{2\pi\sqrt{R1 C1 R2 C2}}$$

dengan menentukan nilai  $C1 = 1,5 \text{ nF}$  dan  $C2 = 10 \text{ nF}$  maka:

$$40 = \frac{1}{2\pi\sqrt{R1R2} \times 1,5 \times 10^{-9} \times 10 \times 10^{-9}}$$

$$40 = \frac{1}{2\pi\sqrt{R1R2} \times 15 \times 10^{-18}}$$

$$1600 = \frac{1}{4\pi^2 \times R1R2 \times 15 \times 10^{-18}}$$

$$R1 R2 = 1 \times 10^{12} \Omega$$

sehingga ditentukan nilai  $R1 = 1 \text{ M}\Omega$  dan  $R2 = 1 \text{ M}\Omega$ .

Selain untuk melewatkan sinyal di bawah 40 Hz, pada bagian LPF ini juga digunakan untuk memperbesar amplitudo sinyal EKG. Besar penguatan yang diatur sebesar 11 kali. Adapun caranya yaitu dengan menentukan nilai resistor menggunakan Persamaan 2.7, yaitu:

$$\text{Gain} = 1 + \frac{R3}{R4}$$

$$11 = 1 + \frac{R3}{R4}$$

$$10 = \frac{R3}{R4}$$

dengan menentukan nilai  $R3 = 10 \text{ M}\Omega$ , maka nilai  $R4 = 100 \text{ k}\Omega$ .

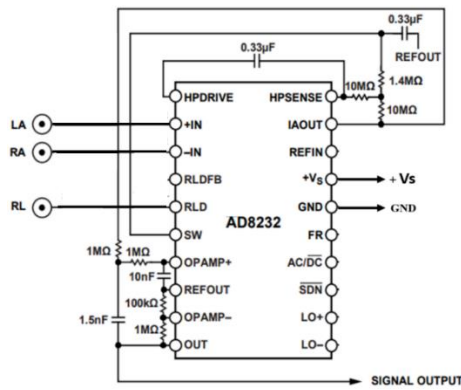
Penguat Instrumentasi (1A) pada AD8232 memiliki *gain* tetap sebesar 100V/V (*Datasheet* AD8232, 2012) dan pada *Operational Amplifier* (A1) besar *gain* telah diatur menjadi 11V/V. Maka total penguatannya yaitu sebesar 1100 V/V. Besar amplitudo sinyal EKG keluaran tubuh manusia yaitu sekitar 1 mV, sehingga besarnya amplitudo tegangan keluaran dari rangkaian penguat EKG ini dapat dihitung yaitu:

$$\text{Gain} = \frac{V_{\text{out}}}{V_{\text{in}}}$$

$$1100 = \frac{V_{\text{out}}}{0,001}$$

$$V_{\text{out}} = 1,1 \text{ volt}$$

Jadi, besarnya tegangan keluaran pada perancangan penguat EKG sebesar 1,1V. Gambar 3.4 menunjukkan konfigurasi keseluruhan dari rangkaian penguat elektrokardiograf yang digunakan pada perancangan ini.

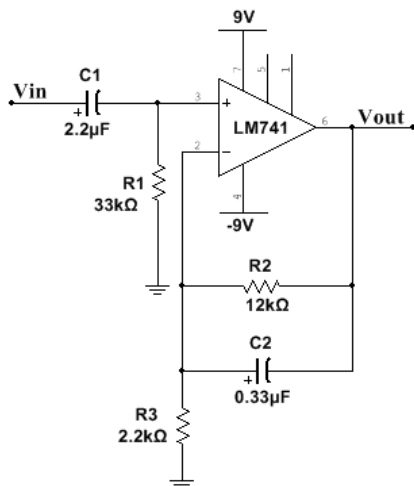


Gambar 3. 4 Konfigurasi rangkaian AD8232

### 3.3.2 Perancangan Rangkaian *Band Pass Filter* 2-40 Hz

Sinyal EKG keluaran dari AD8232 masih akan penuh dengan *noise*. *Noise* tersebut bisa disebabkan oleh *motion artifacts* dan juga *noise* yang berasal dari frekuensi saluran daya PLN. Untuk menghilangkan *noise* tersebut, sinyal harus difilter menggunakan rangkaian *band pass filter*.

Rangkaian *band pass filter* yang dirancang terdiri dari *high pass filter* frekuensi *cut off* 2 Hz untuk meredam *noise* akibat *motion artifacts* dan *low pass filter* frekuensi *cut off* 40 Hz untuk meredam *noise* akibat saluran daya PLN. Filter yang dirancang pada penelitian ini menggunakan komponen op-amp, sehingga selain untuk meredam *noise*, juga akan digunakan untuk memperbesar amplitudo sinyal EKG, seperti yang diperlihatkan pada Gambar 3.5.



Gambar 3. 5 Rangkaian *band pass filter*

Nilai R1 dan C1 yang digunakan dalam perancangan rangkaian HPF frekuensi *cut off* 2 Hz ini, dapat ditentukan dengan menggunakan Persamaan 2.9 yaitu :

$$f_{c_{HPF}} = \frac{1}{2\pi \times R \times C}$$

$$2 = \frac{1}{2\pi \times R1 \times C1}$$

$$R1 \times C1 = \frac{1}{4\pi}$$

nilai kapasitor ditentukan terlebih dahulu, karena nilai resistor lebih bervariasi dibandingkan nilai kapasitor. Nilai C1 yang digunakan sebesar 2,2 uF. Maka nilai R1 dapat dihitung yaitu:

$$R1 = \frac{1}{4\pi \times C1} = \frac{1}{4\pi \times 2,2 \times 10^{-6}}$$

$$R1 = 36,19 \text{ k}\Omega$$

Nilai R1 yang mendekati dan terdapat dipasaran yaitu resistor 33 k $\Omega$ , sehingga frekuensi *cut off* dapat dihitung kembali yaitu:

$$f_{C_{HPF}} = \frac{1}{2\pi R1 C1} = \frac{1}{2\pi \times 33000 \times 2,2 \times 10^{-6}}$$

$$f_{C_{HPF}} = 2,19 \text{ Hz}$$

Nilai frekuensi *cut off* ini sudah mendekati frekuensi *cut off* yang diinginkan.

Kemudian untuk menentukan nilai R2 dan C2 pada perancangan LPF frekuensi *cut off* 40 Hz, dihitung menggunakan Persamaan 2.11 yaitu :

$$f_{C_{LPF}} = \frac{1}{2\pi RC}$$

$$40 = \frac{1}{2\pi \times R2 \times C2}$$

$$R2 \times C2 = \frac{1}{80\pi}$$

nilai kapasitor ditentukan terlebih dahulu, karena nilai resistor lebih bervariasi dibandingkan nilai kapasitor. Nilai C2 yang digunakan sebesar 0,33 uF. Maka nilai R2 dapat dihitung yaitu:

$$R2 = \frac{1}{80\pi \times C2} = \frac{1}{80\pi \times 0,33 \times 10^{-6}}$$

$$R2 = 12,2 \text{ k}\Omega$$

Nilai R2 yang mendekati dan terdapat di pasaran yaitu 12 k $\Omega$ .

Karena amplitudo tegangan sinyal EKG keluaran dari AD8232 masih cukup rendah yaitu sekitar 1,1 volt, maka pada perancangan *band filter* ini juga digunakan untuk memperkuat sinyal. Penguatan yang diinginkan pada perancangan ini sebesar 6 kali, sehingga nilai R3 dapat ditentukan menggunakan persamaan 2.12 yaitu :

$$A = 1 + \frac{R2}{R3}$$

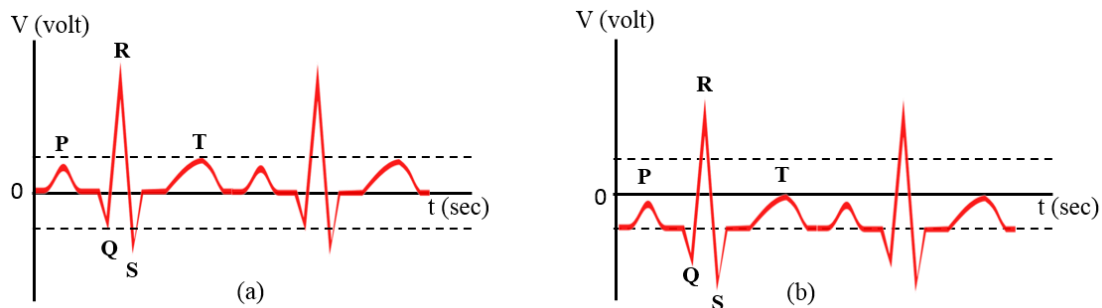
$$6 = 1 + \frac{12}{R_3}$$

$$R_3 = 2,4 \text{ k}\Omega$$

Nilai  $R_3$  yang mendekati dan terdapat di pasaran yaitu 2,2 k $\Omega$ .

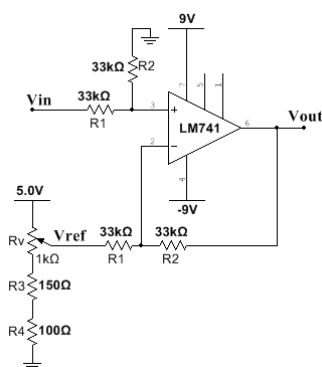
### 3.3.3 Perancangan Rangkaian *Clamper* dengan Menggunakan Penguat Diferensial Dasar

Rangkaian *clamper* pada perancangan ini digunakan untuk menggeser posisi sinyal EKG agar gelombang-gelombang selain R berada di bawah level nol (negatif). Seperti yang diperlihatkan pada ilustrasi Gambar 3.6 (a), gelombang P dan T masih berada di atas level nol (positif). Sedangkan diingkan gelombang-gelombang selain R berada di bawah level nol (negatif), seperti yang diperlihatkan pada Gambar 3.6 (b).



Gambar 3. 6 Ilustrasi (a) sinyal masukan dan (b) keluaran rangkaian *clamper*

Untuk memisahkan gelombang-gelombang selain R tersebut, posisi sinyal EKG harus digeser sampai pada batas tertentu. Pada perancangan ini digunakan rangkaian penguat diferensial dasar untuk menggeser posisi sinyal EKG, seperti yang diperlihatkan pada Gambar 3.7.



Gambar 3. 7 Desain rangkaian clamper

Nilai resistor ditentukan dengan menggunakan persamaan dari rangkaian penguat diferensial dasar yaitu:

$$V_{out} = (V_{in} - V_{ref}) \frac{R_2}{R_1}$$

di mana  $V_{in}$  adalah amplitudo tegangan gelombang P dan T. Agar posisi gelombang P dan T tersebut berada pada level nol, maka  $V_{out}$  harus bernilai kurang dari nol ( $V_{out} < 0$  volt), sehingga persamannya menjadi:

$$V_{out} < 0$$

$$\frac{R_2}{R_1}(V_{in} - V_{ref}) < 0$$

Karena diinginkan penguatannya sebesar satu kali, maka nilai  $R_1 = R_2$  dan ditentukan besarnya yaitu  $33k\Omega$ , sehingga persamaannya menjadi :

$$(V_{in} - V_{ref}) < 0 \dots\dots\dots$$

Nilai  $V_+$  didapatkan dengan melakukan pengukuran terhadap amplitudo gelombang P dan T dari beberapa orang. Berikut ini adalah hasil penelitian yang ditunjukkan pada Gambar 3.8.



Gambar 3. 8 Hasil pengukuran gelombang ECG

Dari Gambar 3.8, dapat disimpulkan bahwa besar amplitudo gelombang T sekitar 1 volt ( $V_{in} = 1$  volt), sehingga Persamaan 3.1 menjadi:

$$(1 - V_{ref}) < 0$$

$$V_{ref} > 1 \text{ volt}$$

Jadi agar gelombang-gelombang selain R berada di bawah level nol, maka tegangan masukan pada terminal *inverting* ( $V_{ref}$ ) harus bernilai lebih dari 1 volt.

Cara mengatur  $V_{ref}$  agar bernilai lebih dari 1 volt, yaitu dengan menggunakan potensiometer dan resistor yang dihubungkan dengan terminal inverting op-amp (Gambar 3.7). Pada perancangan ini digunakan potensiometer ( $R_v$ ) sebesar  $1k\Omega$  dengan sumber tegangan ( $V_{DD}$ ) sebesar 5 volt. Nilai resistor dapat ditentukan menggunakan prinsip pembagi tegangan, yaitu:



$$V_{ref} = \frac{(R3 + R4)}{(R3 + R4) + R_v} \times V_{DD}$$

$$1 = \frac{(R3 + R4)}{(R3 + R4) + 1000} \times 5$$

$$R3 + R4 + 1000 = 5R3 + 5R4$$

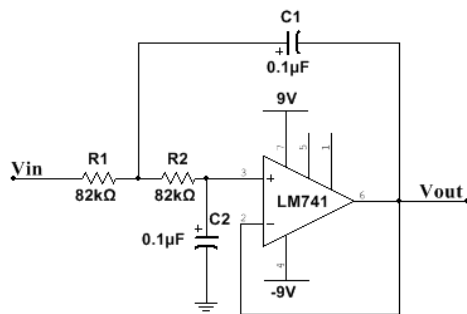
$$4R3 + 4R4 = 1000$$

$$R3 + R4 = 250 \, \Omega$$

ditentukan nilai  $R3 = 150 \, \Omega$ , maka nilai  $R4 = 100 \, \Omega$

### 3.3.4 Perancangan Rangkaian *Low Pass Filter* Frekuensi *Cut-off* 20 Hz

Pada perancangan ini, rangkaian *low pass filter* digunakan untuk meredam *noise* yang diakibatkan oleh kontraksi dari otot-otot lain disekitar elektrode. LPF yang dirancang adalah LPF orde 2 dengan frekuensi *cut off* 20 Hz, seperti yang diperlihatkan pada Gambar 3.9 .



Gambar 3. 9 Rangkaian *low pass filter*

Nilai resistor dan kapasitor didapatkan dengan menggunakan Persamaan 2.11, yaitu:

$$f_{c_{LPF}} = \frac{1}{2\pi RC}$$

dengan nilai  $R1=R2=R$  dan  $C1=C2=C$  maka,

$$20 = \frac{1}{2\pi \times R \times C}$$

$$RC = \frac{1}{40\pi}$$

Kemudian nilai kapasitor ditentukan terlebih dahulu, karena nilai resistor lebih bervariasi dibandingkan nilai kapasitor. Ditentukan nilai kapasitor yang digunakan sebesar 0,1 uF. Maka nilai resistor dapat dihitung:

$$RC = \frac{1}{40\pi}$$

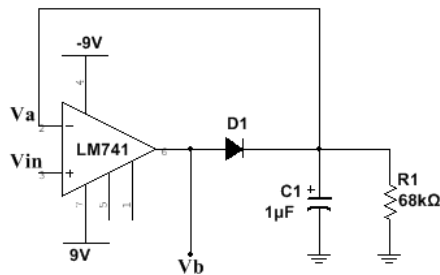
$$R = \frac{1}{40\pi C} = \frac{1}{40\pi \times 0,1 \times 10^{-6}}$$

$$R = 79.6 \, k\Omega$$

Nilai resistor yang ada di pasaran yang mendekati  $79,6 \text{ k}\Omega$  yaitu resistor  $82 \text{ k}\Omega$ .

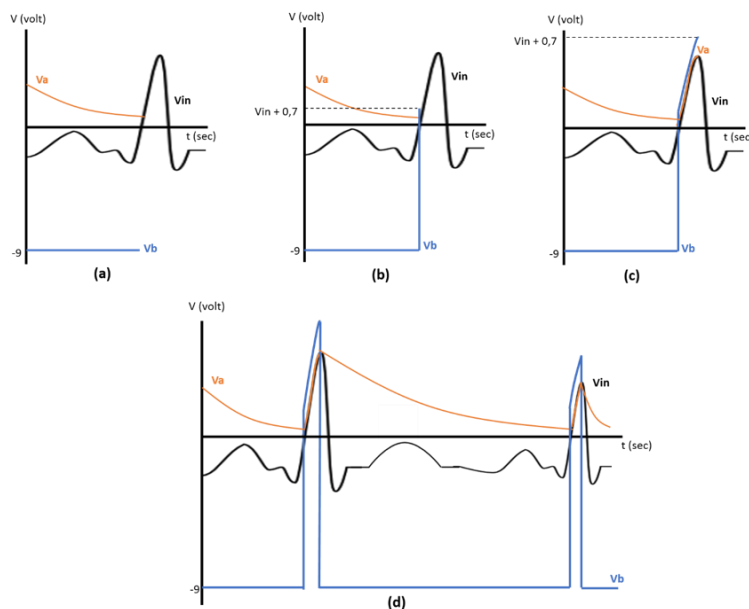
### 3.3.5 Perancangan Rangkaian Detektor Puncak Gelombang R

Pada perancangan ini, terlebih dahulu dibuat rangkaian yang digunakan untuk mendeteksi waktu saat terjadinya puncak gelombang R, yaitu dengan menggunakan komponen op-amp, dioda dan kapasitor, seperti yang diperlihatkan pada Gambar 3.10. Tegangan catu op-amp yang digunakan sebesar 9 dan -9 volt dan sinyal masukan berada di terminal *noninverting*.



Gambar 3. 10 Rangkaian detektor puncak gelombang

Adapun prinsip kerja rangkaian pada Gambar 3.10 di atas yaitu, ketika  $V_{in}$  lebih kecil dari  $V_a$ , maka tidak ada arus yang mengalir pada dioda dan op-amp bekerja sebagai komparator dengan nilai penguatan yang tak terhingga, sehingga nilai  $V_b$  sama dengan  $-V_{sat}$  op amp ( $V_b = -V_{sat} = -9\text{volt}$ ), ilustrasi sinyalnya diperlihatkan pada gambar 3.11 (a).



Gambar 3. 11 Ilustrasi sinyal masukan dan keluaran detektor puncak gelombang

Namun, ketika  $V_{in}$  lebih besar sedikit saja dari  $V_a$ , maka  $V_b$  akan mengalami loncatan tegangan sampai di  $V_{in} + 0,7$  volt (Gambar 3.11 (b)). Dioda menjadi aktif dan op-amp